PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number:

06-319712

(43) Date of publication of application: 22.11.1994

(51)Int.Cl.

A61B 5/0408 A61B 5/00 A61B 5/0245 A61B 5/08

(21)Application number: 06-045640

(71)Applicant: NIPPON KODEN CORP

(22)Date of filing:

16.03.1994

(72)Inventor: SUDA MAKOTO

HOSAKA HIDEHIRO

(30)Priority

Priority number: 05 11773

Priority date: 17.03.1993

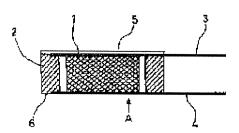
Priority country: JP

(54) MULTISENSOR

(57) Abstract:

PURPOSE: To simultaneously measure a bioelectric phenomenon and a pressure phenomenon by one element, and provide a minituarized, light weight, inexpensive and throwaeway multisensor.

CONSTITUTION: A cylindrical holding member 2 is concentrically arranged on the outer periphery of an element constituted into a flat columnar feltlike shape by laminating carbon fibers so as to form coarse meshes and terminals 3, 4 are connected to both end surface of the element 1 and the holding member 2 and the deformation due to the force from the outside of the element 1 is extracted as a voltage change.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

02.02.1999

[Date of sending the examiner's decision of

rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]
[Date of registration]

3191031

25.05.2001

[Number of appeal against examiner's decision of

rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's

decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19)日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-319712

(43)公開日 平成6年(1994)11月22日

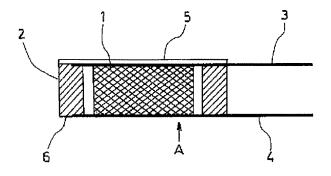
(51) Int.Cl. ⁵	5/0408 5/00 5/0245	識別記号	庁内整理番号	FΙ							技術表示	下箇所
A 6 1 B		В	9163-4C									
	0,0010		7638-4C	A	6 1 B	5/ 04		3 (0 0	w		
			7638-4C			5/ 02		3	10	K		
			審査請求	未請求	請求項	夏の数 6	OL	全	6	頁)	最終頁に	続く
(21)出願番号		特願平6-45640		(71)	出願人	000230	962					
						日本光	電工業	株式会	会社			
(22)出顧日		平成6年(1994)3			東京都	新宿区	西落台	} 1	丁目3	1番4号		
				(72)	発明者	須田	真					
(31)優先権主張番号		実願平5-11773			東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本							
(32)優先日		平5 (1993) 3月17			光電工	業株式	会社区	الم الم				
(33)優先権主張国		日本(JP)	(72)	発明者	保坂	栄弘						
					東京都	新宿区	西落台	⇒ 1	丁目3	1番4号	日本	
						光電工	業株式	会社	ካ	-		
				(74)	代理人							

(54)【発明の名称】 マルチセンサ

(57)【要約】

【目的】 1個の素子で生体電気現象と圧現象とを同時に測定することができ、しかも小型軽量で安価な使い捨て可能なマルチセンサを提供する。

【構成】 カーボン繊維を粗目に積層して偏平柱状のフェルト状に構成された素子1の外周に、円筒状の保持体2を同心上に配置し、素子1と保持体2の両端面に端子3,4を接続し、素子1の外部よりの力による変形を電圧変化としてとりだす。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の皮膚表面に装着して、前記生体の複数種類の生体情報を検出するマルチセンサであって、導電性繊維により板状に形成された素子と、該素子の外周を囲み、前記素子と略等しい厚みを有する保持体と、該保持体の両端面に保持され前記素子の両端面に電気的に接続された1対の端子とを備えることを特徴とするマルチセンサ。

【請求項2】 前記1対の端子の内、前記生体の皮膚表面側に当接する側の端子を前記素子の皮膚表面側の全面を被覆する形状とするとともに、前記皮膚表面との当接面を絶縁層で被覆し、さらに前記素子の外周と前記保持体の内周との間に導電性ソリッドゲルを充填したことを特徴とする請求項1記載のマルチセンサ。

【請求項3】 前記素子及び前記保持体の前記生体の皮膚表面側の端面に、導電性ソリッドゲル層を設けたことを特徴とする請求項1記載のマルチセンサ。

【請求項4】 前記素子及び保持体の一方の端面に、それぞれ導電性ソリッドゲル層及び第2の保持体を設けたことを特徴とする請求項1記載のマルチセンサ。

【請求項5】 前記皮膚表面側の端子を、絶縁層を挟んで2層に形成したことを特徴とする請求項1または2記載のマルチセンサ。

【請求項6】 生体の皮膚表面に装着して、前記生体の複数種類の生体情報を検出するマルチセンサであって、導電性繊維により板状に形成された素子と、該素子の外周を囲み前記素子と略等しい厚みを有する保持体と、該保持体の両端面に保持された前記素子の両端面と電気的に接続された、1対の端子と、

該1対の端子のうち前記皮膚表面側の端子の皮膚表面側に、中央部に開口部を有する第2の保持体を設けると共に、前記皮膚表面側の端子を絶縁層を挟む2層に形成し、一方の層が前記素子と電気的に接続し、中間の絶縁層が前記保持体及び素子の全面を被覆し、他方の層が前記第2の保持体の開口部に位置することによりペースト格納部を構成したことを特徴とするマルチセンサ。

【発明の詳細な説明】

[0001]

【産業上の利用分野】本発明は、生体の皮膚に装着して複数種類の生体情報を検出するマルチセンサに関する。 【0002】

【従来の技術】従来から生体の血管内の圧脈波や呼吸などの測定は種々の方法で行なわれていた。例えば、体表面上から非観血的に得られる圧脈波を解析するためには、心電図と同時に計測しなければならない。この場合、心電図用電極を生体に装着し、さらに圧脈波などを記録するために、圧変化を電気的信号に変換する圧電素子や、ゲージなどの圧トランスジューサを目的とする動脈血管上に装着しなければならない。このときこの圧トランスジューサは多くの場合左右いずれかの総類動脈ま

たは撓骨動脈上に装着される。また総頸動脈上で圧脈波 を検出する場合は、圧トランスジューサを動脈上へ外部 から押圧する装置を必要とする。

【0003】一方、ICUなどで生体の機能を監視する上で重要な呼吸運動を計測する場合には、2電極法や4電極法などのインピーダンス方式や、胸郭運動に伴って伸縮するチューブ内の電解質の抵抗変化を検出するベルト式呼吸ピックアップや、鼻部に装着し呼吸時における空気の流れによる温度変化を検出して計測するサーミスタ式呼吸ピックアップなどが用いられる。

[0004]

【発明が解決しようとする課題】しかしながら圧トランスジューサを総頸動脈血管上に装着して圧脈波を測定する場合は、被検者はベッドなどに安静に横たわった状態でいなければならない。また撓骨動脈上で圧脈波を検出する場合、例えば圧電素子などを使用した圧トランスジューサを装着するときに、ベルトにより手首に巻き付け、ある一定の圧が測定部位上にかかるように装着する必要がある。また、このようなトランスジューサを使用する場合は、適切な装着部位を見付けださなければならず、その装着に訓練を要する。さらに手首を動かすなどするとセンサの位置がずれ、圧脈波を検出できなくなる。従ってこの方式においても安静にして測定を行なわなければならず、日常の行動中に計測を行なうことは非常に困難である。さらにこのようなトランスジューサは大型で高価であり、使い捨てにすることはできない。

【0005】一方、呼吸運動を計測するときに、インピーダンス方式のピックアップを用いる場合は、2個または4個の電極を体表面上に貼り着け、胸郭運動に伴う電 極間の生体組織の抵抗値変化を呼吸運動変化として検出するものであり、電極間の微弱な変化をインピーダンス変化としてとらえるためには、2つの電極間の距離を長くしなければならない。

【0006】またベルト方式のピックアップを用いる場合は、チューブ状のセンサが取り付けられたベルトを胸部周辺に巻き付けるため、ベルトにより体の一部が占有され締め付けられるという抱束感がある。このため現在ではあまり用いられていない。また、ベルトの締付け力にも適度の範囲があり、体動などですぐ位置がずれ易いため、この方式を用いて測定を行なう場合にも安静にしていなければならない。また高価であり使い捨てには適さない。

【0007】またサーミスタ式のピックアップを用いる場合は、鼻部に装着するため被検者は不快感を感じる。また消費電力が大きいため電池駆動方式の無線式テレメータなどには適さない。

記録するために、圧変化を電気的信号に変換する圧電素 子や、ゲージなどの圧トランスジューサを目的とする動 脈血管上に装着しなければならない。このときこの圧ト ランスジューサは多くの場合左右いずれかの総頸動脈ま 50 も 2 個身体に取り付けなければならず、その結果被検者

を拘束し不快感や苦痛を与えるなどの欠点があった。 【0009】本発明は、このような状況に鑑みてなされ

たもので、1個の素子で生体の電気信号と圧力を同時に 測定することができ、しかも小型軽量で安価な使い捨て にできるマルチセンサを提供することを目的とする。

[0010]

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、請求項1に記載の本発明は、生体の皮膚表面に装着して、前記生体の複数種類の生体情報を検出するマルチセンサであって、導電性繊維により板状に形成された素子と、該素子の外周を囲み一方の端面に粘着層が設けられ、前記素子と略等しい厚みを有する保持体と、該保持体の両端面に保持され前記素子の両端面に接続された1対の端子とを備えることを特徴としている。

【0011】請求項2に記載の本発明は、前記1対の端子の内、前記生体の皮膚表面に当接する側の端子を、前記素子の端面全面を被覆する形状とするとともに、前記皮膚表面との当接面を絶縁層で被覆し、さらに前記素子の外周と前記保持体の内周との間に高吸水性材料(superabsorbento polymer),例えばカルボキシメチルセルロース(carboxymethylcellulose),アクリル酸(acrylic acid)やポリビニールアルコール(poly vinyl alcohol)を原料とした導電性ソリッド・ゲルを充填したことを特徴としている。

【0012】請求項3に記載の本発明は、前記素子及び前記保持体のそれぞれの前記生体の皮膚表面側の端面に、導電性ソリッドゲルを設けたことを特徴としている。

【0013】請求項4に記載の本発明は、前記素子及び保持体の一方の端面に、それぞれ導電性ソリッドゲル又 30はペースト格納部を有する第2の保持体を設けたことを特徴としている。

【0014】請求項5に記載の本発明は、前記皮膚側の端子を、絶縁層を挟んで2層に形成したことを特徴としている。

[0015]

【作用】請求項1に記載の本発明においては、素子が積層された導電性繊維で構成されており、繊維が相互に複雑に絡みあっているので、外部より力を加えると繊維の接触点が増加する。この結果センサに所定の電流を流しておくと、直流抵抗値が減少し両端の電圧変化としてあらわれる。この電圧変化を測定することにより外部より受けた力の変化を知ることができ、圧脈波または呼吸変動を検出することができる。また1対の端子のうち皮膚表面側の端子を心電図などの生体電気信号検出用の端子電極として用いることができる。

【0016】請求項2及び請求項3に記載の本発明においても、請求項1に記載の本発明と同様の作用を有する

【0017】請求項4に記載の本発明においては、マル 50

チセンサの素子の皮膚表面に当接する端面に導電性ソリッドゲル又はペースト格納部を設け、その外周に第2の保持体を設けたので、第2の保持体の皮膚表面に当接する端面に設けられた粘着層とともに導電性ソリッドゲル又はペーストによってマルチセンサを強固に皮膚表面に固定することができる。

【0018】請求項5に記載の本発明においては、皮膚表面に当接する側の端子を絶縁層を挟んで2層としたので、皮膚表面側の端子により心電図などの生体電気信号を検出し、内側の端子と素子の反対側端面に接続された端子とにより外部より受けた力の変化を検出することができる。すなわち、生体電気信号を検出する端子を他の端子から独立させたので、生体電気信号をより安定して検出することができる。

[0019]

【実施例】以下、本発明のマルチセンサの実施例を図面 を参照して説明する。

【0020】図1乃至図3に本発明の第1の実施例の構成を示す。これらの図において、カーボン繊維を粗目に積層して円柱形のフェルト状に構成された素子1の外周には、所定の間隙を介してフォームテープなどで円筒状に形成された保持体2が同心上に配置されている。素子1と保持体2との軸方向の高さはほぼ等しくなっており、素子1と保持体2との両端面には、それぞれ直径上に端子3,4が接続されている。また素子1及び保持体2の一方の端面は、端子3とともにラベル5で被覆されており、保持体2の他方の端面には粘着層6が設けられている。

【0021】次に本実施例の作用を説明する、素子1は 導電性を有するカーボン繊維が相互に粗目に複雑に絡み あってフェルト状に構成されているので、外部より力を 加えると繊維の接触点が増加する。この結果端子3.4 を介して素子1に所定の電流を流しておくと、素子1の 直流抵抗値が減少し端子3,4間の電圧変化としてあら われる。例えば素子1を厚さ5mm、直径10mmの大きさ とした場合、外力が加わらない状態で100Ωの直流抵 抗であったものが、外力が加わって厚さが0.5mm減少し た場合に直流抵抗は80Ωとなる。カーボン繊維の抵抗 値は焼成温度によって異なるが、本実施例の素子1に用 いるカーボン繊維は抵抗値の高い方が使いやすい。なお 外部の圧力による変形で直流抵抗値が変化する材料とし ては、導電性ゴムなどがあるが、上記のような電圧変化 を起こさせるためには、外部の力として大きな力が必要 になるので、圧脈波の検出や呼吸変動の検出には不適当 である。

【0022】上記のような素子1を有するマルチセンサにより圧脈波を検出する場合には、センサを手くびや首などの動脈の位置における皮膚に保持体2の粘着層6を介して装着して、素子1の電圧変動として検出する。また呼吸変動を検出する場合は図に示すように、センサ5

1を同様に胸部に装着して検出する。さらに心電図など の生体電気信号を検出する場合には、通常の生体用電極 52とセンサ51を皮膚表面の所定の位置に装着し、端 子4を用いて検出を行なう。

【0023】図4にマルチセンサ51と生体用電極52 とを用いて呼吸変動と心電図を検出する場合の配線例を 示す。マルチセンサ51の端子3及び端子4はブリッジ 回路53を介して増幅器54に接続されており、増幅器 54の出力により呼吸波形を検出する。一方、マルチセ ンサ51の端子4と生体用電極52とは増幅器55に接 10 続されており、増幅器55の出力により心電図波形を検 出する。図5に測定結果の一例を示す。

【0024】本実施例によれば、1個の素子1により生 体電気信号と圧信号とを同時に検出することができ、セ ンサを小型軽量かつ安価で使い捨て可能とすることがで きる。

【0025】なお、図1乃至図3に示す端子3、4の素 子1に接続される部分の形状は、図6に示すようにそれ ぞれ素子1とほぼ同じ直径を有する円形の端子3及び素 子1の一部が皮膚と接触する部分を残した十字形の端子 4としてもよい。

【0026】図7乃至図13に本発明の他の実施例の構 成を示す。これらの図において、図1乃至図3に示す第 1の実施例の部分に対応する部分には同一の符号を付し てあり、その説明は適宜省略する。

【0027】図7に示す本発明の第2の実施例は、測定 中に皮膚から発生した汗等の水分が素子1にしみ込み全 体が導通状態となって圧力の検出が不可能となることを 避けるため端子4の素子1に接続される部分が素子1の 端面全面を被覆する形状とし、この部分の皮膚表面との 30 当接面を絶縁層7で被覆し、さらに保持体2の内周と素 子1の外周との間に導電性ゲル8を充填し、生体の電気 信号は皮膚表面から導電性ソリッドゲル8を介して端子 4の非絶縁側に伝えられるようになっている。

【0028】図8に示す本発明の第3の実施例は、素子 1及び保持体2の皮膚表面側の端面に導電性ソリッドゲ ル層9を設けたものである。

【0029】上記第2及び第3の実施例によっても前述 した第1の実施例と同様の効果が得られる。

【0030】図9乃至図11に示す本発明の第4の実施 例は、素子1のラベル5が装着された側に対して反対側 の端面を端子4とともに被覆する導電性ソリッドゲル層 11を設け、第1の保持体2の同じ側の端面に環状の第 2の保持体12を接着し、さらに第2の保持体12の外 側の端面に粘着層13を設けて構成したものである。な お本実施例では端子4は素子1の外周に突出していない 構成となっている。

【0031】本実施例によれば、センサを皮膚表面に装 着するとき、素子1は導電性ソリッドゲル層11を介 し、第2の保持体12は粘着層13を介して皮膚表面に 50 装着されるため、マルチセンサを皮膚表面に強固に固定 することができる。

【0032】図12及び図13に示す本発明の第5の実 施例は、図9乃至図11に示す端子4を2層4a, 4b で構成したものである。素子1側に接続された端子4a は表面がカーボンで塗布またはメッキ被覆されており、 導電性ソリッドゲル層11側に接続された端子4bの表 面がAgまたはAgСІで塗布またはメッキ被覆されて いる。また端子4a、4b間には絶縁層としてのフィル ム21が設けられており、フィルム21は保持体2,1 2間の外周全周まで延設されている。なお本実施例にお ける導電性ソリッドゲル層11はフィルム21が介在し ているのでソリッドゲルである必要はなく、素子1側へ の水分の侵入が防止されるため水分を主成分としNac 1やKclを電解質(electrolytes)として混入させた 通常のペーストであってもよい。その場合には第2の保 持体12の中心孔はペーストの格納部として機能するも のである。

【0033】本実施例によれば、端子3, 4aにより外 部より受けた力の変化を検出し、端子4bで心電図など の生体信号を検出することができる。従って生体信号を 検出する端子4bを他の端子3,4aから独立させて、 安定した検出を行なうことができる。

【0034】上記各実施例では素子1がカーボン繊維で 構成された場合について説明したが、素子1をステンレ ス鋼繊維などの他の導電性繊維で構成してもよい。

【0035】また、上記各実施例において、端子3の一 端の形状を保持体2の全面を被覆する形状とすることに より、ラベル5を省略してもよい。

[0036]

【発明の効果】以上説明したように、本発明のマルチセ ンサによれば、積層された導電性繊維により構成された 素子の両端面に端子を接続したので、1個のセンサによ り圧脈波の変動や呼吸状態などの生体圧変化を検出する と同時に、心電図などの生体電気信号を検出することが でき、しかも小型軽量で安価な使い捨てにできる構成と することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のマルチセンサの第1の実施例の構成を 40 示す縦断面図。

【図2】図1のA矢視図。

【図3】図1の分解斜視図。

【図4】本発明の信号検出のための配線図。

【図5】図4による測定結果の一例を示す線図。

【図6】本発明の第1の実施例の変形例の構成を示す分 解斜視図。

【図7】本発明の第2の実施例の構成を示す分解斜視

【図8】本発明の第3の実施例の構成を示す分解斜視 図。

(5)

特開平6-319712

8

【図9】本発明の第4の実施例の構成を示す縦断面図。

【図10】図9のA矢視図。

【図11】図9の分解斜視図。

【図12】本発明の第3の実施例の構成を示す縦断面

【図13】図12の要部拡大図。

【図9】

12

* 1 素子

3, 4 端子

8 導電性ソリッドゲル

ドゲル層

12 第2の保持体

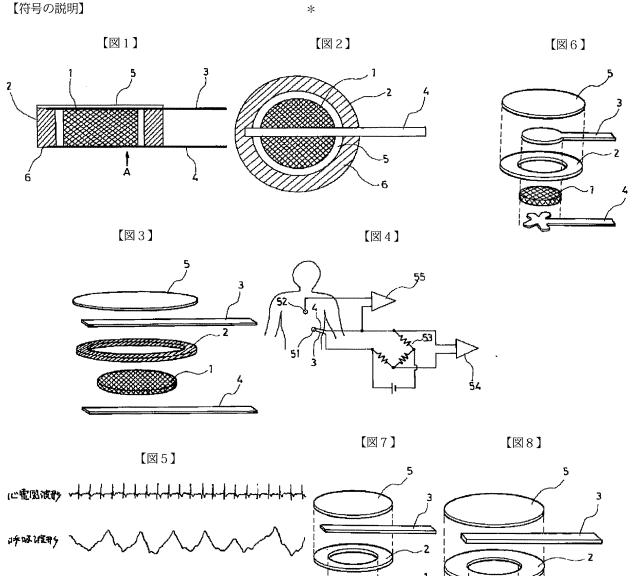
縁層)

2 保持体

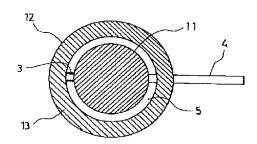
6,13 粘着層

1 1 導電性ソリッ

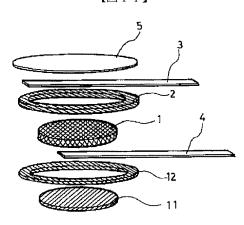
21 フィルム (絶



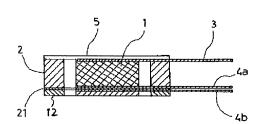
【図10】



【図11】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

(51) Int .C1.⁵
A 6 1 B 5/08

識別記号庁内整理番号8825-4 C

FΙ

技術表示箇所